

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología I



**ESTUDIO IN VITRO DE LA CORROSIÓN SUPERFICIAL DE LOS IMPLANTES
DENTALES POR EL USO DE PRODUCTOS CON FLÚOR**

Máster en Ciencias Odontológicas

Proyecto de Investigación 2011

Yolanda Custodio Menéndez

Tutora: Prof. Dra. Alicia Celemín Viñuela

Madrid, 2011

LA DRA. ALICIA CELEMÍN VIÑUELA, PROFESORA CONTRATADA DOCTORA
DEL DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS BUCOFACIAL (ESTOMATOLOGÍA I) DE LA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

CERTIFICA:

Que Dña. Yolanda Custodio Menéndez ha realizado bajo mi dirección el Trabajo de Investigación perteneciente al Máster en Ciencias Odontológicas titulado: “ESTUDIO IN VITRO DE LA CORROSIÓN SUPERFICIAL DE LOS IMPLANTES DENTALES POR EL USO DE PRODUCTOS CON FLÚOR” y considero que cumple los requisitos necesarios para ser presentado.

Y para que conste, firmo el presente en Madrid, a de de 2011.

Fdo. Dra. Alicia Celemín Viñuela

AGRADECIMIENTOS

A la Dra. Alicia Celemín Viñuela, Profesora Contratada Doctora del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial), por su excelente dirección, constante estímulo científico y disponibilidad a lo largo de este trabajo.

A D. Juan Luis Baldonado Rodríguez, perteneciente al Centro de Microscopía Electrónica “Lluís Bru” de la UCM, por su brillante labor en el análisis microscópico de las muestras.

Al Dr. Luis Blanco Jerez, profesor titular del Departamento de Estomatología III (Medicina y Cirugía Bucofacial), por sus consejos y valiosas aportaciones.

A la Dra. Arelhys Valverde Espejo, Profesora Asociada del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial), por su valiosa y desinteresada colaboración durante todo el trabajo.

A D. Ricardo García Mata, del Centro de Procesado de Datos de la UCM, por su trabajo en el análisis y procesamiento informático de los resultados.

A Zimmer Dental® y Laboratorios Dentaïd S.L. por la aportación del material.

A mi familia y amigos, por la paciencia, cariño y múltiples atenciones que he recibido durante todo este tiempo.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN

1. Generalidades	4
2. Superficies implantarias	4
3. Corrosión por flúor. Mecanismo de acción	
3.1. El flúor	9
3.2. Pasivación	9
3.3 Mecanismo de acción	10
3.4. pH y oxígeno disuelto	11

JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	13
----------------------------------	----

MATERIAL Y MÉTODO	14
--------------------------	----

RESULTADOS	19
-------------------	----

DISCUSIÓN	21
------------------	----

CONCLUSIONES	31
---------------------	----

BIBLIOGRAFÍA	32
---------------------	----

INTRODUCCIÓN

1. GENERALIDADES.

La implantología ha experimentado grandes avances desde que Brånemark, tras diez años de ensayos clínicos, definiera las bases científicas necesarias para lograr la osteointegración en 1977. De los seis requisitos iniciales que definió en su protocolo ninguno permanece intacto. El material, diseño y superficie del implante han evolucionado así como la necesidad de completa cicatrización de los alvéolos tras una exodoncia o las condiciones de carga y la técnica quirúrgica ⁽¹⁻⁴⁾.

Estos avances en parte se deben a las expectativas por parte de los pacientes las cuales han ido cambiando a lo largo de los años. Hoy se demanda en el tratamiento con implantes la inmediatez de los resultados y reducción de las cirugías, siendo así el tratamiento con implantes mejor aceptado por los pacientes ^(3, 4).

La colocación de implantes dentales conlleva una secuencia de curación que lleva a la osteointegración e incluye sangrado, necrosis/inflamación y reabsorción del hueso traumatizado de alrededor del titanio del implante concomitantemente con formación de nuevo hueso y su mineralización ^(1, 2).

Cuando se introduce un material en el organismo, su composición es esencial para generar respuestas en el tejido ⁽¹⁾. La significación de estas respuestas depende de la función que ejercerá el material. En implantología, estos materiales son generalmente usados bajo condiciones de carga. Estas son situaciones que requieren una conexión íntima entre el biomaterial y el tejido óseo, preferiblemente con un proceso de curación rápido para establecer conexiones estables y una estructura del tejido que funcione bajo cargas ^(1, 2, 4).

2. SUPERFICIES IMPLANTARIAS.

La superficie de los implantes constituye el lugar donde se realizan los intercambios químicos y biológicos con el medio interno ⁽³⁾. Su cualidad superficial determina las reacciones tisulares a los implantes dentales ^(1, 2). Tiene una importancia

máxima en el éxito clínico del implante. Una de las grandes líneas de investigación actuales se dirige a conseguir una superficie que minimice el riesgo cuando se usan protocolos de carga inmediata o temprana, y que facilite el éxito cuando se trabaja en indicaciones comprometidas, como en zonas con poco volumen o escasa densidad ósea ⁽¹⁻⁴⁾.

Las superficies implantarias están repletas de enlaces químicos insaturados que forman capas reactivas. Al contactar con el entorno biológico, se producen reacciones en cadena que van modificando más y más esta superficie, empezando por la interacción con el agua en los primeros nanosegundos ⁽³⁾. La superficie hidrofílica atrae el agua con gran fuerza; sin embargo, la superficie hidrófoba, menos reactiva, atrae el agua de manera mucho más débil, por lo que no resulta “mojante” ⁽³⁾. Tras el agua, se produce casi simultáneamente, la entrada de iones hidratados en la interfase, especialmente calcio. Le sigue la adsorción de las proteínas. De la forma en que esta superficie ya hidratada se vea cubierta de las macromoléculas del medio biológico, va a depender su biocompatibilidad ⁽¹⁻³⁾. Por fin llega el contacto con las células que interaccionan con la superficie ya cubierta de proteínas a través de los receptores y de los sistemas de adhesión de las membranas celulares ⁽¹⁻³⁾.

La superficie más utilizada en el implante de titanio ha sido la mecanizada por el recortado del torno. Sin embargo, pronto se detectaron algunas limitaciones clínicas de los implantes de superficie mecanizada ⁽¹⁻³⁾.

Durante los años noventa, la investigación fue acumulando cada vez más evidencias de que las superficies rugosas, comparadas con las mecanizadas, favorecían una regeneración ósea más temprana, provocando una mayor densidad ósea periimplante, lo cual quedaba demostrado tanto en las mediciones histomorfométricas como en los test mecánicos. Y la conclusión simplista fue que la superficie rugosa era mejor que la lisa ⁽¹⁻³⁾.

Podemos distinguir cuatro niveles en una superficie: ⁽⁴⁾

- 1) Forma, a escala milimétrica.
- 2) Ondulaciones, a escala de décimas de milímetro.
- 3) Rugosidad, a escala de micras o milésimas de milímetro.
- 4) Irregularidades nanométricas.

- 1) Macro-forma: los estudios comparativos longitudinales a largo plazo nos demuestran resultados superiores en los diseños roscados frente a los tornillos impactados.
- 2) Escala mili-métrica: entre 100 y 150 μ m, es el espacio que requiere el “bone in-growth” o crecimiento del hueso hacia dentro de las rugosidades; es la interpenetración de las osteonas en la superficie del implante a base de microesferas de titanio sinterizadas.
- 3) Escala micro-métrica: se ha demostrado que hay depósitos de materia fundamental en las irregularidades o pits de hasta 1 μ m, lo que sirve de fundamento para la interdigitación microscópica entre el hueso y la superficie implantaria.
- 4) Escala nano-métrica: de gran importancia para la osteointegración, como el grosor de la capa de óxido y su cristalinidad, así como la presencia de porosidad a nivel nanométrico ⁽³⁾. La nanotecnología ha emergido y ha probado ser exitosa en los conocimientos en el campo tanto de la producción como de la caracterización de estructuras de tamaño nanométrico en la interfase hueso-implante. La implementación de nanoestructuras específicas en la superficie del implante puede representar una alternativa para mejorar el éxito de los implantes dentales en casos desfavorables y como vía para incrementar el conocimiento del fenómeno de osteointegración ^(3, 4).

Así mismo, esta superficie puede dividirse en propiedades mecánicas, topográficas y fisicoquímicas:

1. Mecánicas: se refiere al estrés potencial en superficie que puede resultar en un incremento en el índice de corrosión y desgaste relativo a la dureza del material. Las mecánicas no han sido suficientemente investigadas ^(1, 2).
2. Topográficas: se refiere al grado de rugosidad y a la orientación de las irregularidades de la superficie. Esta propiedad ha sido la principalmente investigada ⁽¹⁾. En los años noventa se obtuvieron resultados significativos en los

Rugosidad	Uso clínico	Beneficio potencial	Riesgo potencial
0.0-0.4 μm (liso)	Pilares, implantes experimentales	Sólo sirve para Tejidos blandos	No se da la osteointegración
0.5-1.0 μm (mínima)	Mecanizados en general antes de 1995	Los mas documentados a largo plazo	Resultados pobres en hueso D4
1.0-2.0 μm (moderada)	La mayoría de los implantes actuales	Mejor respuesta ósea que los mecanizados	Muchos sólo documentados a corto plazo
> 2.0 μm (muy rugoso)	TPS, HA	Bien documentados a 5 años	Mayor incidencia de periimplantitis

3. Físicas: se refiere a factores como la carga o energía superficial. Superficies con alta energía superficial tienen mayor afinidad por la absorción, mostrando así el implante una osteointegración mayor. Autores como Baier avalan que una alta energía superficial influencia a las proteínas a formar unión primaria al implante. Esta ES se mide con el ángulo de contacto, un método para determinar también si una superficie es hidrófoba o hidrófila ^(1,2).
4. Químicas: son el centro de atención para el futuro de la implantología. Su composición química provocaría las diferentes reacciones en el medio biológico.

La acción de la rugosidad resulta de un doble mecanismo; por una parte produce un acoplamiento mecánico con el hueso y por otra tiene un efecto biológico, ejerciendo una influencia directa e indirecta sobre las células y su metabolismo ⁽³⁾. Esta rugosidad mantendría la aposición íntima del coágulo sobre la superficie implantaria, contrarrestando la retracción de la red de fibrina, y favoreciendo así la colonización celular del implante desde el principio ^(3, 4).

Lo que las nuevas superficies implantarias pretenden es acelerar la osteoconducción, estimulando la llegada de brotes capilares y células perivasculares osteoprogenitoras a la superficie del implante. Hoy en día se trabaja intensamente, y con resultados prometedores, en el intento de dotar al titanio de bioactividad, esto es la característica que permite a los materiales de implantes dentales formar unión con tejidos vivos ^(1, 2). Diversos métodos de oxidación incrementada están siendo ensayados: procesos térmicos, implantación de iones, oxidación electroquímica, tratamiento con ácidos o álcalis o métodos combinados ⁽⁴⁾.

Conseguir unión química significa disponer de los enlaces químicos entre el tejido y el implante mucho antes de que se haya desarrollado la unión biomecánica. La consecuencia clínica es una osteointegración más rápida y más fuerte que permite aplicar carga inmediata con menores riesgos, acortar los tiempos de espera y extender el uso de los implantes a situaciones más comprometidas, manteniendo la tasa de éxito en las cifras de las indicaciones clásicas ⁽³⁾.

Se define unión química:

- cuando no se observa separación entre implante y tejido
- cuando en los test mecánicos se producen fracturas cohesivas en el espesor del hueso y no en la interfase
- cuando hay evidencia de formación de capas de apatita en la superficie implantaria
- cuando los tests mecánicos muestran fuerzas de unión muy superiores a las de los controles, que no pueden explicarse por otro motivos conocidos

3. CORROSIÓN POR FLÚOR. MECANISMO DE ACCIÓN.

3.1. El flúor.

El flúor es el elemento químico de número atómico 9 situado en el grupo de los halógenos (grupo 17) de la tabla periódica de los elementos. Su símbolo es F ⁽⁶⁻⁸⁾.

Es un gas a temperatura ambiente, de color amarillo pálido, formado por moléculas diatómicas F₂. Es el más electronegativo y reactivo de todos los elementos. En forma pura es altamente peligroso, causando graves quemaduras químicas en contacto con la piel ⁽⁶⁻⁸⁾.

En disolución acuosa, el flúor se presenta normalmente en forma de ión fluoruro, F⁻. Otras formas son fluorocomplejos como el [FeF₄]⁻, o el H₂F⁺ ⁽⁶⁻⁸⁾. Los fluoruros son compuestos en los que el ión fluoruro se combina con algún resto cargado positivamente ⁽⁶⁻⁸⁾.

El ácido fluorhídrico es una disolución de fluoruro de hidrógeno en agua. Es un ácido débil, pero mucho más peligroso que ácidos fuertes como el clorhídrico o el sulfúrico pues atraviesa la piel destruyendo los tejidos y huesos, es tóxico en cualquier concentración y además provoca hipocalcemia. El HF anhidro además es extraordinariamente corrosivo ⁽⁶⁻⁸⁾.

En odontología, los colutorios fluorados están indicados para prevenir las caries en niños mayores de 6 años y adultos, actúa reforzando el esmalte. Durante período de actividad de caries, evita que ésta progrese y en casos de exposición de cuellos dentales, disminuye su sensibilidad ⁽⁶⁻⁸⁾.

3.2. Pasivación.

El titanio junto con sus aleaciones, siendo la aleación Ti-6Al-4V la más utilizada en implantología, es el único material que combina resistencia mecánica (bajo módulo de elasticidad y bajo peso) con resistencia a corrosión y biocompatibilidad debido a la formación espontánea de una capa insoluble de óxido de titanio superficial (TiO₂) de un espesor de aproximadamente de 4nm que constituye una barrera efectiva

en la superficie del metal ^(1, 2, 9-15). Con el oxígeno del medio externo, el óxido de titanio, normalmente TiO_2 , se forma en nanosegundos (10-9 ns) y da lugar a una capa de 20-100 Å en 1 segundo; a este proceso se le denomina ***pasivación*** y esta capa resultante es muy adherente al titanio e impenetrable al O_2 del medio interno lo cual proporciona a los implantes de titanio una excelente estabilidad química ^(11, 12).

Según se expone esta capa pasivada a los tejidos circundantes, son las propiedades mecánicas de las moléculas de TiO_2 y no las del metal, las que determinan la respuesta tisular tras la implantación. Debido a la carga negativa del O_2 , el TiO_2 tiene unas propiedades de intercambio iónico y puede unirse a iones de calcio cuando se expone a los fluidos corporales ^(9, 11-13). Esta es una propiedad que comparte con otros materiales que se integran en el hueso como óxido de silicón, zirconio, alúmina e hidroxiapatita puesto que todos ellos tienen grupos de oxígeno expuestos en superficie ⁽³⁾. Esta capa de dióxido limita la interfase entre el medio biológico y la estructura metálica, determinando el grado de biocompatibilidad y la respuesta biológica del implante ⁽¹²⁾.

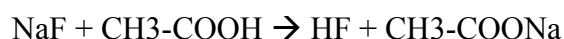
El proceso de oxidación puede espesar y condensar la capa de TiO_2 superficial mejorando la estabilidad a la corrosión del Ti subyacente ⁽³⁾. Por otro lado, agentes de reducción como el flúor parecen tener el efecto contrario y los iones de flúor degradarían la capa de TiO_2 pasivada dando lugar a la formación de oxifluoruro de titanio (TiOF_2) en superficie ⁽¹¹⁻¹⁷⁾. Estos iones de flúor entrarían en contacto con el cuello del implante de titanio, el cual se extiende hacia el interior de la cavidad oral. El éxito a largo plazo del implante depende de un buen sellado marginal proporcionado por la encía al cuello del implante. Este cuello mucoso proporciona protección contra el ataque bacteriano y otros productos nocivos presentes en el medio oral. Esta unión epitelial procedente del epitelio de unión se ancla al cuello del implante mediante hemidesmosomas a través de una capa preformada de glicoproteínas; por esto es tan importante el mantenimiento de la continuidad de estas superficies ⁽¹⁻³⁾.

3.3. Mecanismo de acción.

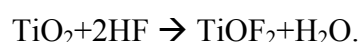
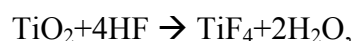
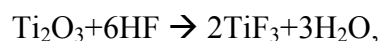
La corrosión es el deterioro que sufre un metal debido al medio que lo rodea (ataque electroquímico) y que produce como consecuencia la liberación de iones en el

microambiente ⁽¹¹⁻¹²⁾. In vivo, ningún metal o aleación es completamente inerte. Los fenómenos de corrosión, en la zona de la interfase, son de especial importancia en la evolución de los implantes odontológicos y constituyen una de las posibles causas de fracaso de un implante tras el éxito inicial. Además, la degradación in situ de un implante metálico es un hecho no deseable ya que altera la integridad estructural del implante, produce la liberación de elementos desde el metal observándose discoloración de los tejidos blandos adyacentes, reacciones tóxicas y alergénicas como edema, estomatitis perioral y gingivitis ⁽¹¹⁾ y su problemática no se limitaría a un problema local dado que las partículas resultantes de este proceso podrían migrar a sitios alejados al sitio del implante ⁽¹²⁾.

El mecanismo de acción según el cual soluciones fluoradas a pH ácido destruirían la película pasivada superficial fue descrito por Nakagawa ⁽¹⁶⁾ en 1999 y sería el siguiente: primero, el NaF se descompone en iones de Na y F en solución y los iones de F se transforman en ácido fluorhídrico (HF) en dependencia del pH de la solución mediante la siguiente reacción química: ⁽¹⁷⁾



Estas moléculas de ácido fluorhídrico reaccionarían con el óxido de titanio de la película pasivada superficial. Incrementando el pH de la solución, el ácido fluorhídrico se descompone para formar iones de F y protones o moléculas de agua sobre la superficie del titanio mediante las siguientes fórmulas:



Los compuestos Ti-F se forman debido a la unión de los iones de F al titanio o al óxido de Ti degradado en solución. Los protones se disuelven como agua o bien se absorben por el sustrato de titanio ^(11, 12, 16, 17).

3.4. pH y oxígeno disuelto.

Según diferentes autores, el comportamiento corrosivo de los iones de flúor presentes en los agentes profilácticos de higiene oral dependería tanto de la concentración de flúor como de las características del medio (pH y O₂ disuelto) ⁽¹¹⁻²⁵⁾.

Altas concentraciones de flúor junto con un pH ácido perjudicarían la resistencia a corrosión del titanio dando lugar a la formación de TiOF_2 en superficie ⁽¹¹⁻²⁵⁾.

El pH de la saliva es 5.2 - 7.8, ⁽¹¹⁾ desciende a 4.0 tras la ingesta de azúcares pero varía de 2.0 a 11.0 según las comidas o bebidas ingeridas ⁽¹¹⁻¹²⁾. Factores como la temperatura, cantidad y calidad de saliva, placa, pH, proteínas y las propiedades físicas y químicas de los alimentos y líquidos así como las condiciones de higiene oral pueden influir en la corrosión ⁽¹¹⁾.

Diferentes autores en sus investigaciones han observado una menor resistencia a la corrosión de los implantes de titanio en presencia de flúor y a pH ácido debiendo existir una íntima relación entre ambos factores ⁽¹¹⁻²⁵⁾.

JUSTIFICACIÓN

Los implantes dentales se han convertido en el tratamiento más demandado por los pacientes para reponer dientes ausentes ^(1,2). Actualmente, tras la colocación de implantes, se recomienda a los pacientes emplear productos de higiene oral libres de flúor, tanto dentífricos como colutorios al igual que se les exime de someterse a tratamientos en consulta de fluorización local con geles o barnices ^(9, 11-30).

La carencia de flúor como agente profiláctico aumenta el riesgo de padecer caries dental al tiempo que se duplica el coste y se dificulta la obtención de dichos productos ya que sólo se comercializan en farmacias y parafarmacias.

OBJETIVO GENERAL

El objetivo del presente estudio es valorar si el colutorio fluorado de uso ambulatorio semanal Fluor·Aid® 0.2 colutorio semanal, CN 192385.1 (Fluor·Aid® 0.2, Laboratorios Dentaïd S.L., Cerdanyola del Vallés, Barcelona, España) corroe la superficie de implantes dentales de titanio puro comercial Swiss Plus Zimmer Dental® (Swiss Plus, Zimmer dental, Carlsbad, California, Estados Unidos).

OBJETIVO ESPECÍFICO

El objetivo específico de nuestro estudio es evaluar mediante microscopía electrónica si el colutorio Fluor·Aid® 0.2, semanal aplicado durante 1 semana, 1 mes, 3 meses, 1 año ó 5 años provoca alteraciones a nivel de la superficie de los implantes dentales Swiss Plus Zimmer Dental® compatibles con corrosión.

MATERIAL Y MÉTODO

El presente trabajo consistió en un estudio in vitro donde la variable a analizar fue la presencia/ausencia de corrosión sobre la superficie de implantes dentales tras la inmersión de las muestras en una solución fluorada de uso ambulatorio semanal. Se seleccionó por ser esta presentación la de mayor concentración de flúor.

Las muestras consistieron en un total de 40 implantes dentales de titanio puro comercial modelo Swiss Plus de la casa comercial Zimmer Dental® (Swiss Plus, Zimmer dental, Carlsbad, California, Estados Unidos), material comúnmente empleado junto con sus aleaciones para la reposición de dientes ausentes mediante la cirugía de implantes.^(1, 2)

La solución fluorada empleada para la inmersión de las muestras se trató del colutorio Fluor-Aid® 0.2 colutorio semanal, CN 192385.1 (Fluor-Aid® 0.2, Laboratorios Dentaaid S.L., Cerdanyola del Vallés, Barcelona, España). Dicho colutorio se recomienda para la prevención de la caries dental así como para la remineralización de lesiones incipientes en esmalte al poseer una concentración de fluoruro sódico de 0,2% (900 ppm de flúor) y un pH de 6.08.

Para la inmersión de los implantes dentales fue necesario el empleo de una máquina de termociclado (máquina del laboratorio de Materiales Dentales de la UCM cedida para este estudio por el Dr. Guillermo Pradíes) compuesta por 2 cubas y un brazo rotatorio, adaptado a él un cesto de papel de filtro permeable para el depósito de las muestras (Foto 1). El contenido de la primera cuba fue agua potable de uso público mientras que la segunda cuba contuvo el colutorio fluorado. La máquina de termociclado estaba acondicionada con un termostato para el mantenimiento del agua de la primera cuba a una temperatura constante de 37 ± 1 ° centígrados mientras que la segunda cuba contenía la solución fluorada a temperatura ambiente.



Foto 1. Máquina de termociclado.

Se programó el funcionamiento de dicha máquina de termociclado durante 260 ciclos con un tiempo total de 4 minutos y 30 segundos por ciclo desglosados en 2 minutos el tiempo de inmersión en la primera cuba y otros 2 minutos en la segunda cuba con un tiempo de espera entre cada cuba de 15 segundos. **Esto se hizo así para simular un tiempo total de 5 años de uso del colutorio profiláctico entendiéndose por ello el mantenimiento en boca del colutorio durante 2 minutos a la semana siguiendo así la pauta recomendada por la casa comercial.**

La totalidad de las muestras fue dividida en 5 grupos para valorar a diferentes tiempos la presencia o ausencia de corrosión. De tal forma, los primeros 8 implantes de los 40 totales se extrajeron de la solución fluorada tras un primer ciclo de inmersión, es decir, tras 2 minutos en flúor para simular la pauta mínima de empleo (una semana). Los siguientes 8 implantes se extrajeron tras 4 ciclos u 8 minutos de inmersión para simular un mes. Los siguientes 8 implantes se extrajeron tras 13 ciclos o 26 minutos para simular 3 meses. Los siguientes 8 implantes se extrajeron tras 52 ciclos o 104

minutos para simular un año. Y los 8 últimos implantes se extrajeron tras los 260 ciclos o 520 minutos para simular la pauta de utilización del colutorio a 5 años (Tabla 1).

Nº de implantes	Nº de ciclos	Tiempo en flúor	Pauta simulada
8	1	2 minutos	1 semana
8	4	8 minutos	1 mes
8	13	26 minutos	3 meses
8	52	104 minutos	1 año
8	260	520 minutos	5 años

Tabla 1. Número de muestras y sistemática de inmersión en la máquina de termociclado.

Tras la finalización de los 260 ciclos o lo que es lo mismo, 520 minutos de inmersión en el enjuague fluorado, se procedió a la retirada de las muestras empleando para ello unas pinzas de plástico para evitar el fenómeno de electrogalvanismo entre diferentes superficies metálicas y el consecuente intercambio de iones entre ambas superficies. Posteriormente las muestras fueron lavadas durante 5 segundos con agua destilada (Foto 2) y se dejaron secar a temperatura ambiente.



Foto 2. Implante sumergido en agua destilada.

Las muestras fueron analizadas microscópicamente previamente y posteriormente a su inmersión para comparar los cambios efectuados en superficie y revelar si existían signos que evidenciasen presencia de corrosión superficial en los diferentes tiempos empleados.

Para ello, las muestras fueron trasladadas al Centro de Microscopía Electrónica “Lluis Bru” de la Universidad Complutense de Madrid, introducidas en bolsas de esterilización de uso clínico embolsadas individualmente y correctamente numeradas.

Para el análisis microscópico se empleó un microscopio electrónico de barrido, marca JEOL, modelo JSM 6400, con una tensión de aceleración de 0,2 a 40 kV., poseyendo una resolución de 35 Å a una distancia de trabajo de 8 mm y 35 kV (Jeol JSM-6400, Jeol Ltd, Tokyo, Japón); llevando además incorporado un espectrómetro de dispersión de energías de rayos X, marca Oxford, modelo INCA, con una resolución de 133 eV a 5,39 keV.

Los implantes se estudiaron microscópicamente efectuando un barrido por sus diferentes zonas macroscópicas para además averiguar en cuál de ellas se produjo mayor porcentaje de corrosión intentando así averiguar una predisposición por alguna zona en concreto.

Así pues se realizó un estudio microscópico de la siguiente manera:

- imagen a 30 aumentos de la zona de unión entre la superficie chorreada y mecanizada (Foto 3).
- Imagen a 300 aumentos de la zona de unión entre la superficie chorreada y mecanizada (Foto 4).
- Imagen a 300 aumentos de la zona de superficie chorreada (Foto 5).
- Imagen a 300 aumentos de la zona de superficie mecanizada (Foto 6).
- Imagen a 300 aumentos de la zona pulida cerca del transfer (Foto 7).
- Imagen a 300 aumentos del trasferí (Foto 8).

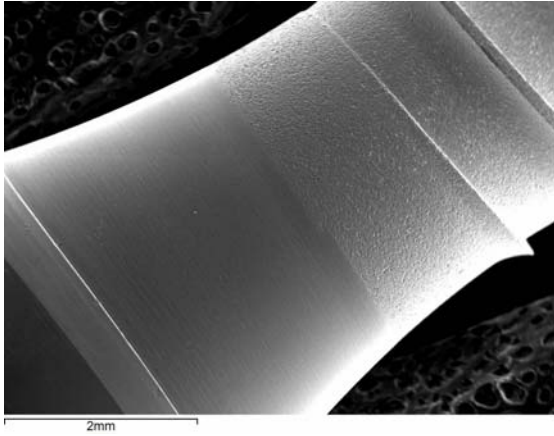


Foto 3. Imagen a 30 aumentos de la zona de unión entre la superficie chorreada y mecanizada del implante.

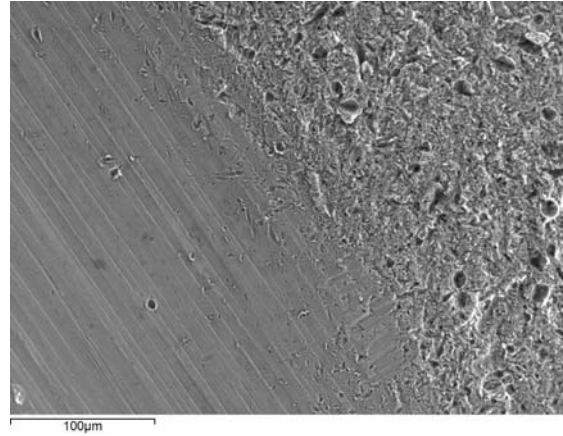


Foto 4. Imagen a 300 aumentos de la zona de unión entre la superficie chorreada y mecanizada del implante.

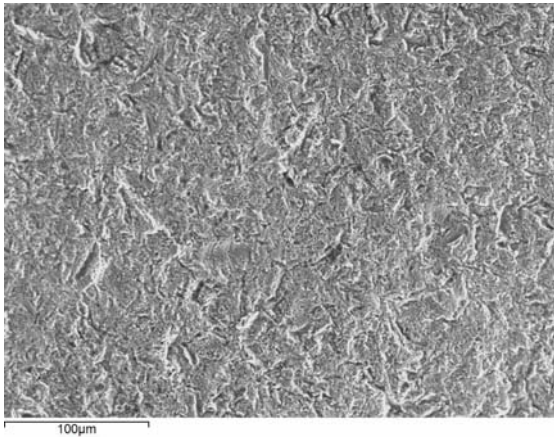


Foto 5. Imagen a 300 aumentos de la zona de superficie chorreada del implante.

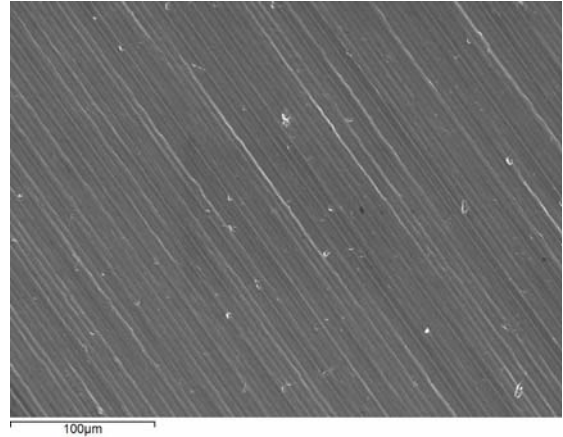


Foto 6. Imagen a 300 aumentos de la zona de superficie mecanizada del implante.

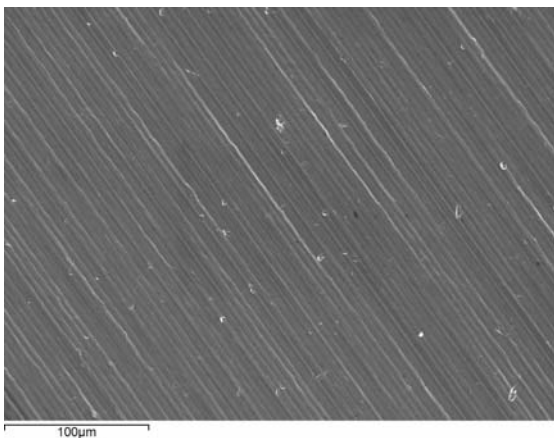


Foto 7. Imagen a 300 aumentos de la zona de superficie pulida más cerca del transfer.

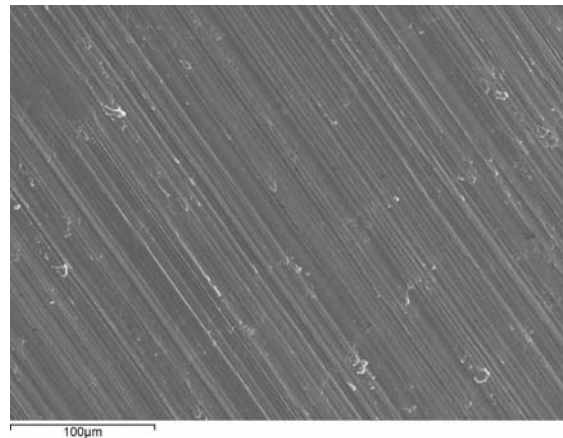


Foto 8. Imagen a 300 aumentos del transfer.

RESULTADOS

En nuestro estudio la totalidad de las muestras analizadas ($n=40$) sumergidas en la solución fluorada Fluor·Aid® 0.2 colutorio semanal (Fluor·Aid® 0.2, Laboratorios Dentaaid S.L., Cerdanyola del Vallés, Barcelona, España) no presentaron signos de corrosión superficial independientemente del tiempo de inmersión. (Tabla 2)

Implantes dentales Swiss Plus Zimmer Dental®	Tiempo en flúor Fluor·Aid® 0.2 semanal	Presencia de corrosión superficial
8	2 minutos – 1 semana	NO
8	8 minutos – 1 mes	NO
8	26 minutos – 3 meses	NO
8	104 minutos – 1 año	NO
8	520 minutos – 5 años	NO

Tabla 2. Número de muestras con presencia de corrosión superficial tras su inmersión en flúor.

Debido a la ausencia de corrosión en todas las muestras analizadas podemos afirmar que la hipótesis nula H_0 (“El colutorio de uso semanal fluorado Fluor·Aid® 0.2%, utilizándolo según las recomendaciones de la casa comercial, y bajo un pH constante de 6.08 no produce corrosión sobre la superficie de los implantes dentales”) se cumple en el 100% de nuestras muestras; pero no sería cierto extrapolar dicha afirmación, es decir, no sería correcto afirmar que la hipótesis nula se cumple el 100% de las veces puesto que si aumentásemos el tiempo de exposición al flúor hacia el infinito podría suceder que en algún momento apareciese algún punto de superficie corroída no siendo posible estudiar todos los casos a dicho tiempo.

En resumen, si llegamos a la conclusión "No se rechaza H_0 ", esto no significa necesariamente que la hipótesis nula sea cierta, sólo indica que no hay pruebas suficientes en contra de H_0 y/o en favor de H_1 .

En estos casos el **análisis estadístico** que debemos aplicar es mediante el Test Binomial (Tabla 3) el cual consiste en una prueba no paramétrica aplicable sobre

variables cualitativas o dicotómicas para averiguar si una variable presenta una probabilidad determinada de ocurrencia de un suceso.

Para ello, averigua el intervalo en el cual aparece nuestro hecho a analizar según el número de muestras y a un determinado intervalo de confianza. Así pues en nuestro estudio se obtuvo el siguiente análisis estadístico:

N= 40

Intervalo de confianza Probabilidad de ocurrencia	95%	99%
0,15	[2, 10]	[1, 12]
0,10	[1, 8]	[0, 9]

Tabla 3. Aplicación el Test Binomial para el análisis estadístico de las muestras.

Esto significa que podemos afirmar que la superficie corroída que aparecería aumentando el tiempo de exposición sería inferior al 15% con un intervalo de confianza del 99% puesto que en su intervalo no aparece la superficie corroída acaecida en nuestro estudio; sin embargo, sólo podemos afirmar que aparecería una superficie corroída por debajo del 10% con un intervalo de confianza del 95% pero no del 99% puesto que la superficie corroída acaecida en nuestro estudio ($H_1 = 0$) se encuentra dentro del intervalo resultante $[0, 9]$ con un intervalo de confianza del 99%..

Este test binomial empleado en nuestro análisis estadístico fue descrito por el matemático y científico suizo Jakob Bernoulli. Y a diferencia del resto de tests estadísticos, este test nos ayuda a aceptar la hipótesis nula como cierta y no a rechazarla.

DISCUSIÓN

El presente estudio tiene como objetivo valorar la presencia o ausencia de corrosión en la superficie de implante dentales de titanio puro comercial tras inmersión en una solución fluorada de uso ambulatorio semanal.

En la actualidad a los pacientes tratados mediante implantes dentales para la reposición de dientes ausentes se les recomienda evitar agentes profilácticos con contenido en flúor tanto dentífricos como colutorios al tiempo que se les exige de fluorizaciones locales con geles o barnices debido a la corrosión por parte de los iones flúor de la película pasivada que se forma sobre la superficie de los implantes dentales tras su exposición a la cavidad oral ^(9, 11-30).

Este hecho ha sido ampliamente estudiado y son muchos los autores que lo describen desde que en 1999 Nakagawa describiera el mecanismo de acción mediante el cual soluciones fluoradas a pH ácido destruirían la película pasivada superficial ¹⁶. Este hecho fue documentado en su estudio consistente en la inmersión de especímenes de titanio en soluciones de saliva artificial fluoradas (entre 0.02 y 2.0% de NaF - 90.5 a 9048 ppm de F), variando la acidez del medio (pH entre 3.0 y 7.0) mediante la adición de H₃PO₄ a una temperatura de 37°C +/-0.1°C, revelando la existencia de unos valores límite de concentración de NaF y pH a los cuales el comportamiento corrosivo del titanio cambiaba drásticamente. Se vio que el titanio se corroía por la existencia de pequeñas concentraciones de NaF si el valor del pH era considerablemente bajo pero también se corroía en un pH alto si la concentración de flúor era alta. La presencia de iones flúor en solución neutra (10000 ppm de F a pH=6.75) sin embargo no entorpecía la formación de una película protectora pasivada ¹⁶, pero ésta se degradaba en medio ácido y a concentraciones de flúor superiores a 30 ppm. (varios)

De la misma manera pero estudiando la corrosión del titanio puro comercial en gel fluorado de uso profiláctico Fluogel[®] (Fluogel, Labo. Dentoria, Francia) con una concentración de iones fluor de 10000 ppm con un pH de 5.5, Toumelin-Chemla y Cols. concluyeron que el titanio sufría un proceso importante de corrosión en medio fluorado ácido ⁽²⁶⁾.

Esta corrosión superficial del titanio ya fue observada en 1998 por Strietzel y Cols. Los cuales estudiaron la corrosión de las muestras de titanio puro comercial de grado I tras cuatro semanas de inmersión en diferentes soluciones: cloruro, tiocianato, fluoruro, lactato, citrato, oxalato y acetato y se analizaron mediante espectroscopia de absorción atómica (técnica de Furnace). Los iones de flúor causaron una liberación de titanio 10000 superior que en el resto de soluciones viéndose este efecto acelerado por el descenso del pH de la solución ⁽⁹⁾.

Debido a esta corrosión superficial del titanio varios autores estudiaron la incidencia de corrosión de los iones flúor al variar el pH de la solución ^(14, 19, 20, 27, 28).

Koike y Fujii en 2001 investigaron los efectos de los ácidos orgánicos a diferentes pHs sobre la estabilidad química del Ti sumergiendo especímenes de Ti puro comercial en 128mmol/l de ácido láctico y ácido fórmico a pH de 1.0 - 8.5 durante 3 semanas a 37°C. Los resultados mostraron que las propiedades corrosivas del titanio estaban en marcada dependencia con el pH en ácido fórmico y relativamente menos dependiente con el pH en ácido láctico en los cuales el titanio se disolvía a pH entre 1.0 y 8.5 ⁽¹⁴⁾.

Joska y Cols. Estudiaron la interacción entre el titanio grado II y una solución de saliva artificial (pH no ajustado entre 5.8 y 4.2 y 5000 ppm de F) tras poco tiempo de exposición. La técnica de medición electroquímica se suplementó con un análisis por espectroscopia de rayos-X (XPS). La presencia de iones flúor resultó en una degradación parcial de la película pasivada incluso en un medio poco ácido. El descenso del pH a un valor de 4.2 y la presencia de 5000 ppm de F causó la activación del titanio seguido de una baja repasivación en el modelo salival ⁽¹⁹⁾.

Otros autores como Reclaru y Meyer estudiaron la corrosión sobre una superficie de titanio puro comercial de grado IV tras la inmersión de los especímenes en saliva artificial Fusayama con solución electrolítica la cual contenía NaCl e iones flúor, variando el pH de la solución de 6.15 a 3.0. Observaron que el titanio se corroía cuando el pH descendía por debajo de 3.5 ⁽²⁰⁾. Este estudio se encuentra en concordancia con los resultados de Lindholm el cual en su estudio in vitro varió el pH de la solución entre 4.0 y 7.0 así como la concentración de flúor, al tiempo que simulaba el cepillado durante 2

minutos. La presencia de F en solución fue desfavorable para la estabilidad del Ti llevando a una corrosión activa y a la liberación del titanio al medio especialmente a bajo pH ⁽²¹⁾.

Siguiendo esta línea de investigación pero cambiando la metodología del estudio, Stajer y Cols. demostraron cómo una solución acuosa de 1% de NaF (3800ppm F-, pH 4.5) o mayor como la que aparece en geles (12500ppm F-, pH 4.8) corroía fuertemente la superficie del implante y modificaba su composición, revelando los análisis por espectroscopia de rayos-X la formación de un complejo fuertemente adherente (Na_2TiF_6) a la superficie y los análisis por microscopía de fuerza atómica indicaron un incremento en la rugosidad (Ra) de la superficie: 10 para la solución de NaF y menor para el gel (250ppm, pH 4.4) ⁽²⁸⁾. Este complejo altamente adherente también fue investigado por Huang y cols al estudiar la resistencia a corrosión del Titanio puro comercial en 1% de NaCl+/- 0-1% NaF en solución a pH=6 bajo diferentes tensiones elásticas (0, 1, 2, y 4 %). Los resultados mostraron que la concentración de NaF y la tensión elástica tenían una influencia significativa sobre la resistencia de polarización R_p ($P < 0.001$). La R_p disminuía si la concentración de NaF y la tensión elástica aumentaban. Cuando la concentración de NaF era inferior a 0.01%, la R_p ($> 3.4 \times 10^5 \Omega \text{ cm}^2$) fue atribuida a la formación de una capa de TiO_2 protectora sobre la superficie del metal, a pesar de la tensión elástica aplicada. Sin embargo, cuando la concentración de NaF era superior a 0.1%, la protección de la capa de TiO_2 se destruía por los iones de F dando lugar a una severa corrosión del titanio formando el complejo Na_2TiF_6 , independientemente de la tensión elástica ⁽²³⁾.

Los resultados de estos estudios están en contraposición a los encontrados en el estudio de Popa y Cols. en 2008 los cuales estudiaron el comportamiento a largo plazo (20000h de exposición) del ti y Ti5Al4V en saliva Carter-Brugirard (contenido en NaF a 0.02M y a pHs de 7.88, 5.75 y 2.13) y la resistencia a corto plazo (500h de exposición) en saliva Tani&Zucchi (contenido en NaF a 0.01M y a pH de 5). El comportamiento a largo plazo del ti y Ti5Al4V en saliva Carter-Brugirard reveló estabilidad de la película pasivada, ninguna forma de corrosión local durante las 20000h de exposición y ambos biomateriales presentaron muy bajo grado de corrosión, describiendo una buena resistencia a ésta durante todo el período de prueba. El comportamiento a corto plazo del Ti y Ti5Al4V en saliva Tani&Zucchi reveló una baja

liberación de iones de Ti no considerándose nociva para el organismo y un aumento en los valores de rugosidad superficial en dependencia del tiempo y de la presencia de iones de flúor, denotando algún incremento en la actividad anódica pero sin evidenciar ninguna forma de corrosión local ⁽²⁹⁾. Estos resultados son acordes a los encontrados en nuestro estudio donde no se evidenció presencia de corrosión en ninguna de las muestras.

En un intento de mejorar la resistencia a corrosión del titanio se empezó a estudiar la combinación de dicho elemento en aleación con otros de forma que se consiguiera encontrar la aleación de titanio ideal para nuestros implantes que fuera resistente a la corrosión por las soluciones fluoradas al tiempo que no se vieran disminuidas el resto de sus propiedades tanto biológicas como mecánicas ⁽³⁰⁻³⁷⁾.

Siguiendo esta vía de investigación, autores como Schiff y Cols. compararon las propiedades electroquímicas del Ti-6Al-4Va, NiTi y NiTiCo con el CPTi de grado II tomando como referencia electrolítica la saliva artificial de Fusayara Meyer y comparándola con tres medios diferentes: Fusaraya Meyer acidificada, fluorada y fluorada-acidificada. El Ti-6Al-4Va mostró un índice de corrosión tan bueno como el del CPTi en Fusarama Meyer y saliva ácida; respecto al NiTi y NiTiCo, la resistencia a corrosión fue menor que en las otras aleaciones, especialmente en medios de saliva neutra y ácida. Sin embargo, se observó un fenómeno de corrosión localizada en todas aquellas aleaciones expuestas a las soluciones de Fusaraya Meyer fluoradas y fluoradas-ácidas, demostrándose mediante test electroquímicos una interacción entre los iones de F y el Ti causando la fractura de la capa protectora de pasivación sobre el Ti y sus aleaciones llevando a la corrosión ⁽³⁰⁾.

Más tarde, en 2005, Shim y Cols. evaluaron el efecto de la adición de F (0.1 y 1% de NaF a pH ácido) en saliva artificial sobre la resistencia a corrosión del titanio y aleaciones de ti-plata y la estabilidad electroquímica de sus películas pasivadas, observándose un aumento de las densidades pasivadas de ti y ti-plata con el incremento en la concentración de iones F. Sin embargo, Ti2Ag y Ti3Ag exhibieron una baja densidad relativa y mostraron un comportamiento estable comparado con el Ti viéndose que la aleación que presentó mayor resistencia contra el ataque por flúor fue Ti3Ag ⁽³¹⁾.

También Nakagawa haciendo hincapié en la cantidad de O_2 disuelto como causante de la corrosión sobre el titanio y sus aleaciones en soluciones fluoradas, realizó un estudio in vitro para clarificar dicho mecanismo y para mejorar su resistencia a corrosión aleándolo con Pt o Pd, mediante inmersión de diferentes especímenes en saliva artificial con NaF al 0.2% (9005 ppm de F) y saliva artificial con baja concentración de O_2 . Observó que las superficies de Ti puro y Ti6Al4V y Ti6Al4Nb desarrollaron mayor rugosidad debido a la corrosión en saliva fluorada ácida mientras que las superficies de Ti-Pt y Ti-Pd no se afectaron; en un medio con baja concentración de O_2 disuelto, las superficies del Ti puro y del Ti6Al4V y Ti6Al4Nb fueron microscópicamente dañadas por corrosión, aunque no se visualizaron cambios superficiales, esto incrementaría la posibilidad en la ruptura por estrés corrosivo en los implantes de Ti ⁽³²⁾; por último, la adición de Pt o Pd por encima de 0.5% promovió una reacción catódica localizada en la saliva fluorada ácida y dicha reacción catódica promovió la formación de una película pasivada de TiO_2 sobre la superficie del Ti mediante una reacción anódica, que resultó en una alta resistencia a corrosión en aleaciones de Ti-Pt o Ti-Pd ^(17, 32).

Siguiendo con la posibilidad de alear el titanio con el platino, Yamazoe y Cols. estudiaron el comportamiento corrosivo del Ti y Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-0.5Pt, Ti-6Al-4V-0.5Pt y Ti-6Al-7Nb-0.5Pt mediante un analizador electroquímico en saliva artificial conteniendo 0.1 y 0.2 % NaF a pH de 4.0. Las imágenes de microscopía electrónica de barrido (SEM) revelaron que las superficies de las aleaciones con 0.5 wt% Pt no se afectaron por la solución fluorada mientras que las superficies libres de Pt se presentaban marcadamente ásperas. En saliva artificial con 0.1 % NaF a pH de 4.0, la cantidad de Ti disuelto de las aleaciones libres de Pt fue 50 veces superior que las aleaciones que contenían 0.5 wt% Pt. La resistencia a la tracción de las aleaciones con 0.5 wt% Pt fueron iguales o superiores que aquellas en Ti puro comercial o en aleaciones libres de Pt por lo que concluyeron que las aleaciones de Ti con Pt se presentan como alternativa en implantología por su gran resistencia a corrosión y resistencia mecánica ⁽³³⁾.

De igual manera pero mediante polarización potenciodinámica y con espectroscopía de rayos-X Zhang y Cols. observaron que las aleaciones Ti-Ag

mostraban mejor resistencia a corrosión con baja densidad de corriente anódica, resistencias de gran polarización y potenciales de circuito abierto mayores ⁽³⁴⁾.

Mismos resultados se encontraron con la aleación Ti-Cr en el estudio de Takemoto en 2009 donde al sumergir las muestras (Ti con 5 – 10 – 15 y 20 de Cr) en una solución salina fluorada (0.154 moles de NaCl y 0.0476 moles de NaF [905 mg de F] en 1l de agua destilada con un pH de 5.0 a 37°C durante 3 días y aclaradas posteriormente las muestras con agua destilada observó que la cantidad de Cr disuelto no mostraba correlación con el contenido en Cr y además el Ti disuelto era menor que en Ti puro comercial disminuyendo la tasa de disolución con el aumento de Cr ⁽³⁵⁾.

Sumándose a los trabajos con diferentes aleaciones, Kumar encontró como alternativa la aleación Ti-15Mo aunque al estudiar su comportamiento corrosivo en una solución de 0.15M NaCl variando la concentración de flúor en 190, 570, 1140 y 9500 ppm utilizando polarización potenciodinámica y espectroscopía de impedancia electroquímica observó igualmente una fuerte dependencia de la resistencia a corrosión del Ti-15Mo con el aumento en la concentración de iones flúor ⁽³⁶⁾.

Siguiendo con su anterior investigación, Joska estudió la posibilidad de recubrir los implantes con dos compuestos diferentes para aumentar su resistencia a corrosión: TiN y ZrN. Se descubrió que los recubrimientos de TiN eran más estables incluso en concentraciones de flúor por encima de 4000ppm. Mientras que la película de ZrN se desestabiliza en un medio con escasos cientos de ppm de fluor por lo que la presencia de los iones flúor es las concentraciones que aparecen en los agentes profilácticos de uso común decrecerían significativamente la resistencia a corrosión del ZrN. Desde el punto de vista de la corrosión, la aplicación de barreras de TiN en implantología sería más aconsejable que de ZrN pero hay que tener en cuenta que la osteointegración requiere una rugosidad de superficie adecuada de los implantes dentales. La eficiencia de las películas superficiales como barreras entre la base del material y la cavidad oral pueden ocasionar problemas debido a la porosidad de las películas habiéndose demostrado un aumento de dicha porosidad en los recubrimientos con TiN ⁽³⁷⁾.

Estos resultados guardan relación con los de Grosgeat y Cols. los cuales tras estudiar la resistencia a corrosión tanto del titanio de grado II como de su aleación

Ti6Al4V en saliva artificial Fusayama a 37°C con un pH estable de 5.4 concluyeron que a pesar de la mejor osteointegración de la aleación de titanio, ésta presentaba menores propiedades electroquímica pudiendo producirse una liberación de iones Al y V en contacto con la solución fluorada recomendado por tanto el uso de implantes de titanio puro comercial en implantología ⁽³⁸⁾.

Respecto a la capacidad de absorción de protones (H) por el titanio como consecuencia de la formación de compuestos de Ti-F en soluciones fluoradas ácidas, algunos autores avalan la teoría de la corrosión del titanio y sus aleaciones debido a dicha absorción de H. Así pues, Ogawa en 2003 analizó la absorción de H por la aleación α - β -Ti en solución ácida de monofluorofosfato a concentraciones de 2.0 y 0.2%, observando un aumento de dicha absorción con el incremento del tiempo de inmersión en solución de APF al 2.0%, mientras que esta absorción se saturó en solución de APF al 0.2 ⁽³⁹⁾. Más adelante, Yokohama en 2006 evaluó la absorción de H del Ti y NiTi durante inmersión durante más de 10000h a 37°C en solución fluorada neutra (2% NaF) sin aplicar fuerzas de tensión, observando un absorción de entre 10-30 ppm de masa de H para el titanio puro comercial (α -Ti) y de 150 ppm de masa de H para NiTi dando lugar a la presencia de productos corrosivos y la formación de híbrido en superficie; la absorción de H por las aleaciones α - β Ti (Ti-6Al-4Va) y β -Ti (Ti-11.3Mo-6.6Zr-4.3Sn) fue insignificante aunque se observó una corrosión general, concluyéndose que la susceptibilidad a la absorción de H por el Ti y sus aleaciones era diferente en solución fluorada neutra que en solución fluorada ácida ⁽⁴⁰⁾.

Otro punto estudiado ha sido la concentración de oxígeno disuelto junto con la concentración de flúor en el comportamiento corrosivo del titanio y sus aleaciones. De esta forma Nakagawa y Cols. nos recordaban que tras la formación de la película pasivada sobre el Ti, el oxígeno es esencial para la estabilidad de dicha película así como para su regeneración tras su ruptura independientemente de la causa. En su estudio concluyeron que un descenso en la concentración de O₂ disuelto reducía la resistencia a corrosión del ti y sus aleaciones pero sin causar una severa corrosión. Este mismo descenso en la concentración de O₂ disuelto en un medio fluorado sí corroía tanto al titanio como a sus aleaciones pero no a aquellas aleaciones con presencia de Pd y Pt (Ti-0.2Pd y Ti-0.5Pt) ⁽⁴¹⁾.

Sin embargo debemos tener en cuenta otra serie de factores además de la concentración de F o el valor del pH salival. La saliva contiene un 99.5% de agua en la cavidad oral y aproximadamente un tercio del remanente 0.5% con componentes orgánicos incluyendo proteínas salivares ⁽⁴²⁾. La concentración de proteínas en saliva por tanto oscila entre <1 a > 0.6%, (200-500mg/dl) ^(22, 44, 45) pero la disolución de las comidas y bebidas en saliva pueden afectar la corrosión de los biomateriales metálicos. La proteína con mayor concentración presente en sangre es la albúmina (3.65%). La albúmina contiene aproximadamente un 1% de proteína salivar y se origina desde el plasma sanguíneo existente en la placa dental ⁽⁴²⁾. Esta proteína entraría en contacto con los implantes durante o poco tiempo después de su colocación ya que comparado con otros metales, el titanio absorbe las proteínas plasmáticas más rápido ⁽⁴²⁾. Cuando los colutorios, dentífricos y geles profilácticos (NaF 0.1 - 2%) se usan en la cavidad oral donde las proteínas están naturalmente presentes en saliva, la corrosión o el comportamiento electroquímico de las aleaciones dentales en la cavidad oral con iones flúor y proteínas debe tenerse en consideración ⁽⁴²⁻⁴⁶⁾.

La presencia de iones flúor parece estar en detrimento de la resistencia a corrosión del titanio y sus aleaciones, sin embargo, varios textos han mostrado que la presencia de proteínas puede ser un factor positivo en la resistencia a corrosión del titanio y sus aleaciones en presencia de iones flúor ^(44, 45).

Así, Huang y Lee en 2005 investigaron el mecanismo electroquímico de la aleación Ti-6Al-4V en saliva artificial ácida con 0-0.5% de NaF, con 0.1% de NaF más 0.01-0.5% de albúmina bovina (BA) y con 0.01-0.5% de BA a pH=5 y a 37°C, observándose una fuerte relación entre su comportamiento electroquímico y la concentración de flúor y albúmina. Una alta concentración de flúor (NaF > 0 = a 0.1%) llevó al deterioro de la película pasivada sobre el Ti6Al4V; la presencia de pequeñas cantidades de albúmina (> 0 = a 0.01%) en 0.1 de NaF en solución pudieron prevenir al Ti6Al4V del ataque por los iones de F ⁽⁴⁴⁾.

Más tarde, Takemoto investigó los efectos positivos de la albúmina hacia la resistencia a corrosión del titanio y sus aleaciones por los iones flúor bajo presencia de dicha proteína en solución y bajo absorción previa de ésta por el titanio antes del contacto del implante con la solución fluorada. Los resultados mostraron que cuando la

albúmina y el flúor estaban presentes en una solución salina, la disolución del titanio era menor que cuando la solución salina sólo contenía flúor y cuando el titanio con previa absorción de albúmina se ponía en contacto con una solución salina fluorada, la disolución a las seis horas de inmersión era menor que en las muestras de titanio sin previa absorción de albúmina ^(45, 46).

De igual modo, Ide y Cols. Examinaron los efectos de la albúmina sobre la resistencia a corrosión del titanio puro comercial variando tanto el pH (3.5 – 6.9) como la concentración de fluoruro sódico de la solución a 37°C mediante diferentes mediciones electroquímicas. Observó que la resistencia a corrosión del titanio decreció a medida que se acidificaba el pH de la solución aunque la concentración de fluoruro sódico aumentase viéndose mejorada la resistencia a corrosión del material en presencia de albúmina, incrementándose dicha resistencia a medida que la concentración de albúmina en la solución ascendía ⁽⁴²⁾.

Esta resistencia a corrosión mediada por la albúmina se consigue mediante la absorción de albúmina vía iones de calcio. El mecanismo de acción es el siguiente: la albúmina absorbida por la superficie de Ti forma una película de albúmina fina; el ácido fluorhídrico generado en soluciones fluoradas puede atacar la superficie del titanio antes y después de la formación de esta película de albúmina. Los compuestos Ti-F formados sobre el titanio se disuelven, sin embargo, la disolución de estos compuestos puede no ocurrir debido a la película de albúmina absorbida sobre el Ti ⁽⁴²⁻⁴⁶⁾. La evidencia de esto pudo verse en la densidad de corriente de pasivación, la detección de F, la degradación del Ti y el valor de pH en estudios como el de Takemoto en 2005 en el cual se previno la corrosión del titanio en solución fluorada junto con presencia de albúmina ⁽⁴⁵⁾.

En contraposición se encuentra el estudio de Siirilä y Könönen en el cual examinan mediante microscopía óptica y electrónica el efecto de la aplicación de fluoruros tópicos en cantidad y frecuencia de cepillado controlada ⁽⁴⁷⁾. Al igual que en nuestro estudio, establecieron una frecuencia de exposición al dentífrico fluorado (F: 0.125%) simulando un minuto de cepillado dos veces al día durante seis años y una exposición de un minuto a la semana durante doce años para la inmersión en gel fluorado (F: 1.25%). Los resultados indicaron que el contacto reducido del titanio puro

comercial de los implantes dentales con fluoruros tópicos no causaría una corrosión inmediata. No se evidenciaron signos de corrosión hasta el tercer día en inmersión en gel fluorado ni la aparición de corrosión alguna en la superficie de las muestras tras la simulación de cepillado a seis años con el dentífrico fluorado ⁽⁴⁷⁾; lo cual está en concordancia con nuestros resultados los cuales sugieren que con una frecuencia de exposición controlada y a una concentración adecuada, el empleo de dichos agentes profilácticos no debería estar prohibido en nuestros pacientes portadores de implantes dentales pues su utilización no sólo no es perjudicial para la superficie implantaria sino que es adecuada para la prevención de la caries dental en los dientes naturales.

Hasta el momento, se sugiere evitar la exposición local de flúor en los pacientes portadores de implantes dentales de titanio puro comercial o sus aleaciones ^(9, 11-30, 39-41), pero a la vista de resultados como los de Siirilä y Könönen ⁽⁴⁷⁾ y los nuestros propios donde la concentración de iones flúor, el tiempo de exposición y el pH de la solución se encuentran controlados y, teniendo en consideración los avalados efectos beneficiosos del flúor en dentición natural, la prohibición del empleo de dichos agentes profilácticos no debería ser tan drástica y sí ceñirse a su frecuencia de exposición e individualizarse las pautas de higiene oral en dependencia al índice de caries de nuestros pacientes y a la exposición de los cuellos o espiras de los implantes dentales a la cavidad oral puesto que, como se ha evidenciado en múltiples trabajos, los efectos corrosivos descritos no siempre aparecen en todos los pacientes portadores de implantes dentales debido a la respuesta biológica la cual varía individualmente ^(12, 47).

En este sentido algunos estudios proponen por ejemplo la utilización de una tapa de PTFE o una presa de goma para cubrir la región de titanio expuesta en boca antes de la colocación de la cubeta con gel de flúor u otros productos similares ^(45, 46).

En resumen, es difícil predecir el comportamiento corrosivo del titanio y sus aleaciones ya que factores como los cambios en la cantidad y calidad de la saliva, dieta, higiene oral, pulido de la aleación, cantidad y distribución de fuerzas oclusales o cepillado con dentífrico pueden influir en la corrosión variándola en diferentes grados ⁽¹¹⁾, por ello son necesarios más estudios a largo plazo para definir el mecanismo de acción y el papel que juegan cada uno de estos factores en la corrosión del titanio al exponerse a los iones de flúor.

CONCLUSIONES

Según las condiciones de nuestro estudio:

Evaluated mediante microscopia electrónica el efecto del colutorio Fluor·Aid® 0.2 semana sobre las superficie de los implantes dentales Swiss Plus Zimmer Dental® a diferentes tiempos, no se han encontrado alteraciones compatibles con corrosión.

Por tanto, el colutorio fluorado de uso ambulatorio semanal Fluor·Aid® 0.2 colutorio semanal, CN 192385.1 (Fluor·Aid® 0.2, Laboratorios Dentaïd S.L., Cerdanyola del Vallés, Barcelona, España) no parece corroer la superficie de implantes dentales de titanio puro comercial Swiss Plus Zimmer Dental® (Swiss Plus, Zimmer dental, Carlsbad, California, Estados Unidos).

BIBLIOGRAFÍA

1. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on clinical topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*. 2004 Sep-Oct;17(5):536-43. Review.
2. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont*. 2004 Sep-Oct;17(5):544-64. Review.
3. Lino Esteve Colomina. Últimos avances en superficies implantarias. *Gaceta Dental*. Enero 2006; 166: 88-98.
4. Meirelles L, Currie F, Jacobsson M, Albrektsson T, Wennerberg A. The effect of chemical and nanotopographical modifications on the early stages of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Jul-Aug;23(4):641-7.
5. Masaki C, Acheider GB, Zaharias R, Seabold D, Stanford C. Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression. *Clin. Oral Impl. Res*. 16, 2005; 650-6.
6. Poulsen S. Fluoride-containing gels, mouth rinses and varnishes: an update of evidence of efficacy. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2009 Sep;10(3):157-61. Review.
7. Marinho VC. Cochrane reviews of randomized trials of fluoride therapies for preventing dental caries. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2009 Sep;10(3):183-91. Review.
8. Rodrigues JA, Lussi A, Seemann R, Neuhaus KW. Prevention of crown and root caries in adults. *Periodontol 2000*. 2011 Feb;55(1):231-49. Review.
9. Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H, Buch D. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials*. 1998 Aug;19(16):1495-9.

10. Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV, George P, Esposito M. Interventions for replacing missing teeth: maintaining and recovering soft tissue health around dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2010 Aug 4;(8):CD003069. Review.
11. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res*. 2009 Jan-Mar;20(1):91-8. Review.
12. Olmedo DG, Tasat DR, Duffó G, Guglielmotti MB, Cabrini RL. The issue of corrosion in dental implants: a review. *Acta Odontol Latinoam*. 2009;22(1):3-9. Review.
13. Taher NM, Al Jabab AS. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. *Dent Mater*. 2003 Jan;19(1):54-9.
14. Koike M, Fujii H. The corrosion resistance of pure titanium in organic acids. *Biomaterials*. 2001 Nov;22(21):2931-6.
15. Taher NM, Al Jabab AS. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. *Dent Mater*. 2003 Jan;19(1):54-9.
16. Nakagawa M, Matsuya S, Shiraishi T, Ohta M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. *J Dent Res*. 1999 Sep;78(9):1568-72.
17. Fragou S, Eliades T. Effect of topical fluoride application on titanium alloys: a review of effects and clinical implications. *Pediatr Dent*. 2010 Mar-Apr;32(2):99-105. Review.
18. Sartori R, Correa CB, Marcantonio E Jr, Vaz LG. Influence of a fluoridated medium with different pHs on commercially pure titanium-based implants. *J Prosthodont*. 2009 Feb;18(2):130-4.

19. Joska L, Fojt J. Corrosion behaviour of titanium after short-term exposure to an acidic environment containing fluoride ions. *J Mater Sci Mater Med*. 2010 Feb;21(2):481-8.
20. Reclaru L, Meyer JM. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials*. 1998 Jan-Feb;19(1-3):85-92.
21. Lindholm-Sethson B, Ardlin BI. Effects of pH and fluoride concentration on the corrosion of titanium. *J Biomed Mater Res A*. 2008 Jul;86(1):149-59.
22. Sartori R, Correa CB, Marcantonio E Jr, Vaz LG. Influence of a fluoridated medium with different pHs on commercially pure titanium-based implants. *J Prosthodont*. 2009 Feb;18(2):130-4.
23. Huang HH. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Biomaterials*. 2002 Jan;23(1):59-63.
24. Nakagawa M, Matsuya S, Udoh K. Effects of fluoride and dissolved oxygen concentrations on the corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys. *Dent Mater J*. 2002 Jun;21(2):83-92.
25. Schiff N, Grosgeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials*. 2002 May;23(9):1995-2002.
26. Lee TH, Huang TK, Lin SY, Chen LK, Chou MY, Huang HH. Corrosion resistance of different nickel-titanium archwires in acidic fluoride-containing artificial saliva. *Angle Orthod*. 2010 May;80(3):547-53.
27. Toumelin-Chemla F, Rouelle F, Burdairon G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J Dent*. 1996 Jan-Mar;24(1-2):109-15.

28. Stájer A, Ungvári K, Pelsoczi IK, Polyánka H, Oszkó A, Mihalik E, Rakonczay Z, Radnai M, Kemény L, Fazekas A, Turzó K. Corrosive effects of fluoride on titanium: investigation by X-ray photoelectron spectroscopy, atomic force microscopy, and human epithelial cell culturing. *J Biomed Mater Res A*. 2008 Nov;87(2):450-8.
29. Popa MV, Vasilescu E, Drob P, Vasilescu C, Demetrescu I, Ionita D. Long-term assessment of the implant titanium material--artificial saliva interface. *J Mater Sci Mater Med*. 2008 Jan;19(1):1-9.
30. Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials*. 2002 May;23(9):1995-2002.
31. Shim HM, Oh KT, Woo JY, Hwang CJ, Kim KN. Corrosion resistance of titanium-silver alloys in an artificial saliva containing fluoride ions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005 May;73(2):252-9.
32. Nakagawa M, Matono Y, Matsuya S, Udoh K, Ishikawa K. The effect of Pt and Pd alloying additions on the corrosion behavior of titanium in fluoride-containing environments. *Biomaterials*. 2005 May;26(15):2239-46.
33. Yamazoe J, Nakagawa M, Matono Y, Takeuchi A, Ishikawa K. The development of Ti alloys for dental implant with high corrosion resistance and mechanical strength. *Dent Mater J*. 2007 Mar;26(2):260-7.
34. Zhang BB, Zheng YF, Liu Y. Effect of Ag on the corrosion behavior of Ti-Ag alloys in artificial saliva solutions. *Dent Mater*. 2009 May;25(5):672-7.
35. Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Asami K, Oda Y. Corrosion mechanism of Ti-Cr alloys in solution containing fluoride. *Dent Mater*. 2009 Apr;25(4):467-72.

36. Kumar S, Narayanan TS. Corrosion behaviour of Ti-15Mo alloy for dental implant applications. *J Dent*. 2008 Jul;36(7):500-7.
37. Joska L, Fojt J, Hradilova M, Hnilica F, Cvrcek L. Corrosion behaviour of TiN and ZrN in the environment containing fluoride ions. *Biomed Mater*. 2010 Oct;5(5):1-8.
38. Grosogeat B, Boinet M, Dalard F, Lissac M. Electrochemical studies of the corrosion behaviour of titanium and the Ti-6Al-4V alloy using electrochemical impedance spectroscopy. *Biomed Mater Eng*, 2004; Vol. 14 (3):323-31.
39. Ogawa T, Yokoyama K, Asaoka K, Sakai J. Hydrogen absorption behavior of beta titanium alloy in acid fluoride solutions. *Biomaterials*. 2004 May;25(12):2419-25.
40. Yokoyama K, Ogawa T, Asaoka K, Sakai J. Hydrogen absorption of titanium and nickel-titanium alloys during long-term immersion in neutral fluoride solution. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006 Jul;78(1):204-10.
41. Nakagawa M, Matsuya S, Udoh K. Effects of fluoride and dissolved oxygen concentrations on the corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys. *Dent Mater J*. 2002 Jun;21(2):83-92.
42. Ide K, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. The influence of albumin on corrosion resistance of titanium in fluoride solution. *Dent Mater J*. 2003 Sep;22(3):359-70.
43. Wataha JC, Nelson SK, Lockwood PE. Elemental release from dental casting alloys into biological media with and without protein. *Dent Mater*. 2001 Sep;17(5):409-14.
44. Huang HH, Lee TH. Electrochemical impedance spectroscopy study of Ti-6Al-4V alloy in artificial saliva with fluoride and/or bovine albumin. *Dent Mater*. 2005 Aug;21(8):749-55.

45. Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Corrosion behavior and surface characterization of titanium in solution containing fluoride and albumin. *Biomaterials*. 2005 Mar;26(8):829-37.
46. Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Suppression of fluoride-induced corrosion of titanium by albumin in oral modified environment. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Nov;87(2):475-81
47. Siirilä HS, Könönen M. The effect of oral topical fluorides on the surface of commercially pure titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Spring;6(1):50-4.